Aus der Orthopädischen Klinik und der
Orthopädischen Universitäts - Poliklinik München
Direktor: Professor Dr. Max Lange

Über die Wandlungen in der Auswahl von Metallen und Metallegierungen für die Osteosynthese unter besonderer Berücksichtigung orthopädischer Operationen

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
verfasst und einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Peter Förster
aus Springe

München 1968

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546010_0056

Aus der Orthopädischen Klinik und der
Orthopädischen Universitäts - Poliklinik München
Direktor: Professor Dr. Max Lange

Über die Wandlungen in der Auswahl von Metallen und Metallegierungen für die Osteosynthese unter besonderer Berücksichtigung orthopädischer Operationen

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
verfasst und einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Peter Förster
aus Springe

München 1968

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Priv. Doz. Dr. med. K.H.Täger
Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. Max Lange
Dekan : Prof. Dr. med. Frank Marguth

Tag der mündlichen Prüfung: 19.12.1968

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

INHALTSVERZEICHNIS

Seite

Problematik 1

Frühe Osteosyntheseversuche mit unlegierten Metallen - vorantiseptische Ära 5

Auswahl und Eigenschaften der einzelnen Metalle 9

Suche nach neuen Implantationsmaterialien und geeigneten Prüfmethoden 13

Korrosionsbeständige Stähle - eisenfreie Legierungen 17

Autorenverzeichnis 40

ANHANG I Quellennachweis 44

ANHANG II Zitate 47

Problematik

"Das zentrale Problem aller Frakturenbehandlungen und auch der Osteosynthese ist die Garantierung einer physiologischen mechanischen Konstellation bis zur Konsolidierung des Bruches"(1).
Bestimmt wird diese Konstellation durch eine Reihe von Faktoren,über die wir durch die Arbeiten von NICOLE hinreichend unterrichtet sind.Das Operationsergebnis wird deshalb nicht durch die Wahl des Osteosyntheseverfahrens und durch optimale Operationstechnik allein bestimmt,sondern ist auch Funktion des Verhaltens der eingebauten Allenthese.

Somit ist es naheliegend,daß alle für Drähte,Schrauben,Platten,Nägel und Endoprothesen jeglicher Art verwandten Materialien bestimmten Mindestanforderungen genügen müssen,damit sie nicht zum Ausgangspunkt für Komplikationen werden können.

Faktoren,die den Heilverlauf der durch Metallosteosynthese versorgten Frakturen und Osteotomien stören können,sollen hier erläutert werden,sodaß die im Folgenden behandelte Auswahl der Metalle und Metallegierungen unter den verschiedenen Aspekten verständlich wird.

Am bedeutungsvollsten für die Verwendbarkeit eines Metalles ist seine Toxizität.Ein Grund für gewebsschädigendes Verhalten ist in der verschieden stark ausgeprägten Neigung der Metalle,Komplexe mit Eiweißkörpern zu bilden und so als Fermentgift wirken zu können,zu suchen.Zudem neigen einige Metalle zu Depotbildung,sodaß sie ihren schädigenden Einfluß noch lange Zeit nach der Entfernung eines metallischen Fremdkörpers oder nach Unterbrechung der Zufuhr von außen im Körper ausüben können.

Die Entfaltung der toxischen Wirkung ist an das Bestehen einer Metallose gebunden,deren wichtigstes Phänomen die inter- und intrazelluläre Imprägnation ortsständigen Gewebes mit löslichen und unlöslichen Zerfallsprodukten der Allenthese ist (wobei die Vitalität des Gewebes durch deren Menge als auch durch deren Toxizität geschädigt werden kann)(2).

Abb.1a u.1b: Verfärbung von Lagergewebe 1 Jahr nach subtrochanterer Osteotomie ("Untersuchungen über die Osteosynthese mit Metallen",K.H.TÄGER, München 1965)

Eine Metallose bildet sich aber häufig auf dem Boden einer bestehenden Korrosion aus,für deren Zustandekommen zahlreiche Ursachen in Frage kommen. Zunächst kann es sein,daß die Allenthese aus nicht korrosionsfestem Material gefertigt ist,d.h. einem Metall,das schon in Ruhe chemischer Korrosion ausgesetzt ist.Zu dieser Gruppe gehörten die meisten der in der Frühzeit der Metallosteosynthese ver-

wendeten Monometalle,wie Kupfer,Blei und Eisen. Von diesen zu den korrosionsbeständigeren Metallegierungen und schließlich zu den eisenfreien Verbindungen führt ein langer Weg, in dessen Verlauf neue Ursachen für die Entwicklung einer Korrosion auftraten. Dies war eine Folge der wachsenden Ansprüche an das Material. Die Knochennaht wurde z.T. durch die Schraubung und diese von der Plattenosteosynthese abgelöst. Die neuen Fixierungsverfahren erlaubten eine frühzeitige Beübung, wodurch das Problem der Lockerung von Allenthesen zusammen mit dem der Kontakt- und Spannungskorrosion aktuell wurde. Neue Legierungen mit neuen Bestandteilen oft stark toxischer Natur fanden Eingang in die Chirurgie. Demgegenüber konnte eine relativ junge Behandlungsmethode wie die Marknagelung ihre prinzipiellen Vorteile erst in Verbindung mit Werkstoffen zeigen, die bei deren Einführung wenig bekannt und zudem auch noch schwer zu beschaffen waren (1939-45).
Durch die gleichzeitig stattfindende Indikationserweiterung für die Osteosynthese wurden zunehmend neue Ansprüche an die Allenthesematerialien gestellt, und so hat sich die Erfüllung zweier Forderungen als unerlässliche Voraussetzung für die Verwendbarkeit eines Metalles bzw. einer Metallegierung erwiesen: chemische Passivität bei elektrochemischer Neutralität und hohe mechanische Beanspruchbarkeit.

Beiden Forderungen zusammen aber kann nur durch die exakte Durchführung von Maßnahmen genüge getan werden, die zwar seit langem bekannt sind, sich für die speziellen Zwecke der Chirurgie aber erst durchzusetzen beginnen: der Materialprüfung bzw. Überwachung des Fertigungsprozesses.

"Unrichtige Zusammensetzung und schlechte Verarbeitung sind die häufigsten Ursachen für Brüche im Metall, die den Heilungserfolg gefährden und oft eine neue Operation notwendig machen" (3). An anderer Stelle wird als weitere Voraussetzung für die Besserung der Resultate eine Zusammenarbeit zwischen Industrie und Operateur gefordert, die unter der Bedingung eines vermehrten Einflusses von ärztlicher Seite zustandekommen muß.

Die Aufgabe der vorliegenden Arbeit soll sein, den Weg nachzuzeichnen, den die Chirurgie in der Auswahl der von ihr verwendeten Osteosynthesematerialien gegangen ist. Es handelt sich dabei von Anfang an nahezu ausschließlich um Metalle, später Metallegierungen, da deren mechanische Vorteile sie von Beginn an in den Mittelpunkt des Interesses rückten.

Mit der Erfüllung der oben genannten Forderungen könnte diese Entwicklung zu einem vorläufigen Abschluß gebracht und mit der Lösung eines beherrschenden Problems der operativen Frakturenbehandlung ein Störfaktor beseitigt werden, der seit den ersten Osteosyntheseversuchen in wechselnder Form die Operationstatistiken nachteilig beeinflusst.

wendeten Monometalle,wie Kupfer,Blei und Eisen. Von diesen zu den korrosionsbeständigeren Metallegierungen und schließlich zu den eisenfreien Verbindungen führt ein langer Weg, in dessen Verlauf neue Ursachen für die Entwicklung einer Korrosion auftraten. Dies war eine Folge der wachsenden Ansprüche an das Material. Die Knochennaht wurde z.T. durch die Schraubung und diese von der Plattenosteosynthese abgelöst. Die neuen Fixierungsverfahren erlaubten eine frühzeitige Beübung, wodurch das Problem der Lockerung von Allenthesen zusammen mit dem der Kontakt- und Spannungskorrosion aktuell wurde. Neue Legierungen mit neuen Bestandteilen oft stark toxischer Natur fanden Eingang in die Chirurgie. Demgegenüber konnte eine relativ junge Behandlungsmethode wie die Marknagelung ihre prinzipiellen Vorteile erst in Verbindung mit Werkstoffen zeigen, die bei deren Einführung wenig bekannt und zudem auch noch schwer zu beschaffen waren (1939-45).
Durch die gleichzeitig stattfindende Indikationserweiterung für die Osteosynthese wurden zunehmend neue Ansprüche an die Allenthesematerialien gestellt, und so hat sich die Erfüllung zweier Forderungen als unerlässliche Voraussetzung für die Verwendbarkeit eines Metalles bzw. einer Metallegierung erwiesen: chemische Passivität bei elektrochemischer Neutralität und hohe mechanische Beanspruchbarkeit.

Beiden Forderungen zusammen aber kann nur durch die exakte Durchführung von Maßnahmen genüge getan werden, die zwar seit langem bekannt sind, sich für die speziellen Zwecke der Chirurgie aber erst durchzusetzen beginnen: der Materialprüfung bzw. Überwachung des Fertigungsprozesses.

"Unrichtige Zusammensetzung und schlechte Verarbeitung sind die häufigsten Ursachen für Brüche im Metall, die den Heilungserfolg gefährden und oft eine neue Operation notwendig machen" (3). An anderer Stelle wird als weitere Voraussetzung für die Besserung der Resultate eine Zusammenarbeit zwischen Industrie und Operateur gefordert, die unter der Bedingung eines vermehrten Einflusses von ärztlicher Seite zustandekommen muß.

Die Aufgabe der vorliegenden Arbeit soll sein, den Weg nachzuzeichnen, den die Chirurgie in der Auswahl der von ihr verwendeten Osteosynthesematerialien gegangen ist. Es handelt sich dabei von Anfang an nahezu ausschließlich um Metalle, später Metallegierungen, da deren mechanische Vorteile sie von Beginn an in den Mittelpunkt des Interesses rückten.

Mit der Erfüllung der oben genannten Forderungen könnte diese Entwicklung zu einem vorläufigen Abschluß gebracht und mit der Lösung eines beherrschenden Problems der operativen Frakturenbehandlung ein Störfaktor beseitigt werden, der seit den ersten Osteosyntheseversuchen in wechselnder Form die Operationstatistiken nachteilig beeinflusst.

Frühe Osteosyntheseversuche mit unlegierten Metallen - vorantiseptische Ära.

PETRONIUS, der als einer der ersten Chirurgen die Verwendung von Metallen vorschlug, erfand 1665 eine Goldplatte für den Verschluß der angeborenen Gaumenspalte und wurde damit zum eigentlichen Begründer der Kieferorthopädie (4). Eingang in die Frakturenbehandlung fanden die Metalle jedoch erst ein Jahrhundert später. ICART (5) führt 1775 an, daß er bei LAPUJADE und SICRE in Toulouse die erfolgreiche Anwendung der Knochennaht gesehen habe, worunter die vorherige Durchbohrung beider Bruchenden für den zu schlingenden Draht zu verstehen ist. Ebenso wie die seit den zwanziger Jahren des 19. Jahrhunderts angewendete Cerclage, die lange vorher Eingang in die Behandlung von Kieferbrüchen gefunden hatte (6), war das Verfahren in der Hauptsache der Behandlung von Pseudarthrosen und komplizierter Frakturen vorbehalten, wenn auch zahlreiche Fälle angegeben werden, bei denen eine Operation schon fünf bis sieben Wochen nach dem Unfall unternommen wurde, auf die keines von beiden zutraf (6).

Bis zum Jahr 1877, dem Zeitpunkt, an dem LISTER die Drahtnaht an der frischen geschlossenen Fraktur der Patella erstmalig verwandte, wurde die blutige Knochenbruchbehandlung jedenfalls von den wenigen Operateuren, die sie ausführten, in der Regel als ultima ratio nach längerer vergeblicher konservativer Behandlung angesehen. Eine Ausnahme machten allerdings die frischen Frakturen des Unterkiefers (6).

Über die Art der verwendeten Metalle erfährt man

zunächst nichts. Neben Kupfer, Blei, Eisen und den Edelmetallen einschließlich des 1736 erstmalig erwähnten Platins, waren am Ende des 18. Jahrhunderts schon das von dem Schweden BRANDT 1733 entdeckten Kobalt, sowie das in Deutschland gefundene und als Kupfernickel, also falsches Kupfer, bezeichnete Nickel bekannt (7). Laut Sir Francis BACON sollen überdies im frühen 15. Jahrhundert schon zahlreiche Legierungen hergestellt worden sein.

1826 schlug KEARNY-RODGERS in New York (4;9),die Einführung von Silberdraht in die Frakturenbehandlung vor.Er selbst führte seine ersten Operationen am Humerus aus und ließ die Drahtenden herausstehen,um die Entfernung zu erleichtern(4). Im Jahre 1828 verband SOMMÉ in Antwerpen die Bruchenden des Femur ebenfalls mit Silberdraht,der Patient konnte 6 Monate später geheilt entlassen werden.

Valentin MOTT verwendete 1830 "gut geglühten" Eisendraht,der nach zwei bis drei Wochen abgestoßen wurde(6). Den relativ günstigsten Heilverlauf erzielte J.RUSSEL (12),der 1850 Platindraht einführte. Ein weiterer,aber erfolgloser Versuch mit demselben Material wurde von BUSK 1856 erwähnt.Im gleichen Jahre verwendete Sam A. CUSACK in Dublin Kupferdraht zur Osteosynthese von Fragmenten des Humerus.Nach vier Monaten konnte der Patient entlassen werden,ein Teil des Drahtes war eingeheilt.

v.LANGENBECK hat neben der Stahlschraube,auf die weiter unten noch eingegangen wird,den Bleidraht in die operative Frakturenbehandlung eingeführt. In dem berichteten Falle wurde der Draht "nach einigen Wochen"(6) entfernt,nach mehreren Monaten sei die Fraktur geheilt gewesen.

Etwa zur gleichen Zeit berichtete GELLER (8) über die erfolgreiche Anwendung von Golddraht durch WUTZER (1846). Eine "mässige Reaction" wird beschrieben."Der Draht(wurde)nach neun Wochen aufgedreht und (im Callus festsitzend) mit Schwierigkeiten ausgezogen".Golddraht wurde auch von anderen Chirurgen,so von SMITH,Baltimore,und im New York Hospital benutzt.Bei GURLT lesen wir,daß Metalldrähte "wegen des sehr geringen Reizes ... und wegen der bei ihnen viel leichter zu bewirkenden Vereinigung" der Fragmente vorzuziehen seien.Dieser Satz hat unter einem anderen Aspekt noch lange Gültigkeit behalten: die verhältnismäßig kleinen Metallmengen bewirken geringere Gewebsreaktion als es bei Platte und Schraube der Fall ist.

Über die Bedeutung,die man der Auswahl des einzelnen Metalles zumaß,kann folgender Satz desselben Autors Auskunft geben:

> "Der durch diese (die Bohrkanäle,d.Verf.) hindurchgeführte dünne und biegsame Draht, gleichviel von welchem Material,wird darauf zusammengedreht und löst sich später von selbst".

Aber schon 1844 waren erste Zweifel an der Brauchbarkeit der Metalle als Implantationsmaterial aufgekommen:

> "Wire suture should not be used in fractures as they cause bone necrosis"

schrieb PANCOAST (13). Aber weder DIEFFENBACH noch v.LANGENBECK und GURLT (14;15) sahen in der,im Anschluß an die metallische Vereinigung häufig beobachtete Nekrose insbesondere der distalen Fragmente,einen Grund,die Knochennaht als Behandlungsmethode bei Pseudarthrosen und komplizierten Frakturen aufzugeben.

Zu den Vorläufern der von v.LANGENBECK 1851 erstmalig eingesetzten Stahlschraube gehörte die auf

MALGAIGNE zurückzuführende Stachelschraube,die um 1840 verwendet wurde.Ihre Vorteile bestanden für den Erfinder in befriedigender Fixierung und einer "verhältnismäßig sehr geringe(n) Reaction". DIEFFENBACH benutzte stattdessen Elfenbeinzapfen und begründete sein Vorgehen mit deren Reizausübung und der damit zusammenhängenden Anfachung der Kallusbildung(6).Möglicherweise hat hier schon die Bohrung allein die Reaktion herbeigeführt.Bei der Stahlschraube jedoch,für deren Brauchbarkeit u.a. dasselbe Argument vorgebracht wurde,kann es sich durchaus um eine Reizausübung spezifischer Art gehandelt haben. Ein 1940 von KÜNTSCHER (16) veröffentlichtes Experiment belegt die Richtigkeit dieser Vermutung durch die Einbringung verschiedenster Reagentien sowie von Blumendraht und schwach rostendem Eisen-Nickeldraht in den Knochen,womit alle möglichen Grade der Entzündung und somit von Kallusformen hervorgerufen werden konnten.

LANGENBECK wendete seine Schraube aus unlegiertem Stahl jedoch vorwiegend zumZwecke der stabilen Vereinigung der Bruchfragmente an. Zur Verhinderung der Rostbildung ließ er die Schrauben versilbern. Dies war eine Maßnahme,die,wie wir wissen,den Korrosionsprozess begünstigen mußte.Der ausdrücklich erwähnte Verzicht auf die Vorbohrung (6) wird die richtige Plazierung der Schrauben nicht gerade erleichtert haben,so daß auf eine verstärkte Erodierung der Silberschicht schon bei der Implantation geschlossen werden kann.In den veröffentlichten Fällen wurden sämtliche Schrauben in dem Zeitraum zwischen fünf Tagen und drei Wochen wieder entfernt,die entzündliche Reaktion wird als"sehr gering" bis

"lebhaft" geschildert.

Auswahl und Eigenschaften der einzelnen Metalle.

Um die Frage nach den Möglichkeiten einer gezielten Auswahl unter den zur Verfügung stehenden Metallen beantworten zu können, ist es zunächst nötig, Rechenschaft über den Sinn dieser Fragestellung unter Berücksichtigung der Gesamtsituation abzulegen. Die geringe Zahl der durchgeführten Osteosynthesen ließ keine statistische Auswertung der Ergebnisse zu. In der vorantiseptischen Zeit, die durch Josef LISTER im Jahre 1876 beendet wurde, lag die Sterblichkeit unter den Patienten mit komplizierten Frakturen selbst in den besten deutschen Kliniken bei 40%, bei den Oberschenkelbrüchen sogar bei 60% (17). Nach BÖHLER (18) war überdies noch in den

> "achtziger Jahren ein offener Knochenbruch in manchen Kliniken eine absolut tödliche Verletzung".

Hieraus wird deutlich, daß sowohl für den Erfolg, wie auch für das Versagen der Metallosteosynthese im Einzelfalle das verwendete Material nie mit ausreichender Wahrscheinlichkeit verantwortlich gemacht werden konnte.

Bezüglich ihrer Toxizität weisen die eingesetzten Metalle allerdings eine beträchtliche Variationsbreite auf:
S i l b e r, das am häufigsten und wohl auch zuerst verwendete Metall, ist mäßig toxisch. (s. Abb. 2).

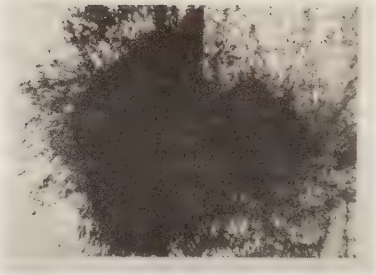

Abb.2: re.: Kultur aus embryonalem Hühnerfemur in Gegenwart einer Silberscheibe
Abb.2: li.: Vergleichskultur
(G. MENEGAUX, Bull. d'histol. appliqu. à la physiol. 1934)

Es wurde seiner geringen mechanischen Beanspruchbarkeit sowie der raschen Korrosion wegen, der es im Körper unterworfen ist, aufgegeben (s. Anhang, Zitat 1). Das bei weitem toxischste, aber nächst dem Eisen festeste Metall, das jemals unlegiert implantiert wurde, ist das K u p f e r. Glücklicherweise scheint es jedoch nur selten angewandt worden zu sein (6). In Fibrozyten-Wachstumsversuchen (10) verhindert es ebenso wie sein Oxyd jedes Wachstum (s. Abb.3).

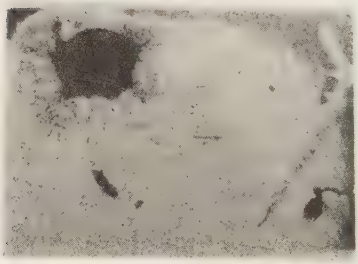

Abb.3a: Gewebskultur mit Kupferstaub, starke Wachstumshemmung (siehe Abb.3b)

Abb.3b: Vergleichskultur zu Abb.3a (R. NICOLE, Helv. chir. acta 14; 3 1947)

Die Kapillargiftwirkung, die allerdings von der des Goldes noch übertroffen wird, ist bekannt, desgleichen seine Fähigkeit, Gewebsirritationen und Hautnekrosen herbeizuführen.

Ein ähnliches Schicksal wie das Kupfer erlitt das B l e i. In mechanischer Hinsicht allen übrigen Metallen weit unterlegen, machen seine toxischen Eigenschaften es für die Versenkung im Körper vollends ungeeignet. Die Einordnung unter der Rubrik "nicht toxisch" bei MÉNEGAUX (10), die aus Ergebnissen von Versuchen in vitro hergeleitet wurde, sagt zwar nichts über die Wirkung des Bleies im Körper aus, insbesondere nicht über die schon erwähnte Neigung, Depots in den Knochen zu bilden, dafür geben sie aber Auskunft über den begrenzten Wert der Versuche mit Fibroblastenkulturen, deren Resultate sich oft mit den klinischen Erfahrungen nicht zur Deckung bringen ließen. Im Falle des Bleies muß allerdings hinzugefügt werden, daß es zur Zeit der Durchführung derartiger Versuche (1934), schon nicht mehr verwendet wurde.

G o l d sowie auch P l a t i n, beides in Form

von Drähten für die Osteosynthese geeignet, haben sich in der Frakturenbehandlung des hohen Preises wegen nicht halten können und wurden daher von den unedleren, also korrosionsanfälligeren und zum größten Teil stärker toxischen Metallen überlebt. Die Toxizität des Goldes ist stark konzentrationsabhängig (2), so daß dessen gewebsschädigender Einfluß im Bereich der Fraktur in weit höherem Maße von der Gesamtsituation (Durchblutung) abhängig ist, als dies z.B. bei Silber der Fall ist.

P l a t i n, lange Zeit in großem Umfang in der Zahntechnik eingesetzt, ist noch am ehesten von allen bisher aufgeführten Metallen zur Implantation geeignet. Festigkeit sowie hervorragende Passivierbarkeit prädestinierten es eigentlich für die Einführung in die operative Knochenbruchbehandlung, jedoch auch in diesem Falle verhinderte der zu hohe Preis die Anwendung im grossen Maßstab.

Als letztes der bis etwa 1800 ausschließlich eingesetzten Allenthesematerialien sei das Eisen genannt. Seine Toxizität wurde sehr unterschiedlich beurteilt. Während MENEGAUX und Mitarbeiter sie der des Kupfers und des Magnesiums gleichstellen, zeigen neuere Versuche, in denen der Einfluß der Metallsalze auf das Wachstum und die Verkalkung embryonaler Hühnerfemora untersucht wurden, daß die Toxizität des Eisens zumindest geringer einzuschätzen ist, als diejenige von Kobalt, Nickel. und Chrom, deren Toxizität sämtlich unter der der beiden oben genannten Metalle liegt. Die im Gegensatz zu den meisten übrigen Metallen stark imponierende Verfärbung des metallotischen Gewebes wird das ihrige zu einer Fehleinschätzung beigetragen haben (19). (s. Abb. 4).

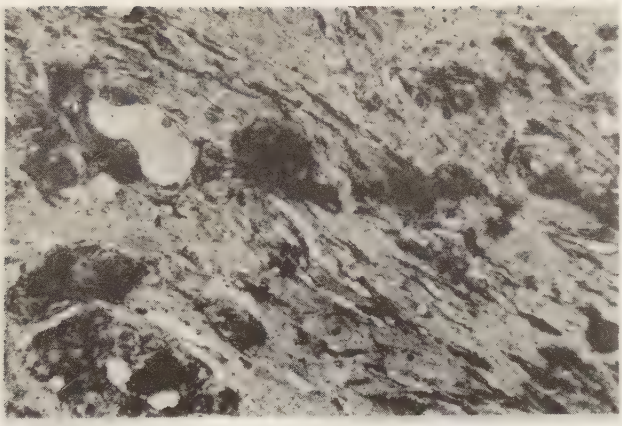

Abb.4: Metallose durch Eisen. Starke Reaktion mit Berliner-Blau infolge Ablagerung von Eisen aus Implantat (TÄGER, "Untersuchungen über die Osteosynthese mit Metallen", 1965)

Suche nach neuen Implantationsmaterialien und geeigneten Prüfmethoden.

Mit Beginn der Ära der legierten Stähle um 1870 begann, allerdings mit Verzögerung, auch die Chirurgie sich der Vorteile der neuen Werkstoffe zu bedienen. Aber die Vorstellungen von den nötigen Eigenschaften und die Erwartungen, die an das Verhalten des implantierten Metalles geknüpft wurden, waren so voneinander abweichend, daß noch keine gezielte Auswahl betrieben werden konnte. Erst BAYER (19) gelangte zu der Erkenntnis, daß die Unterscheidung zwischen chemisch differenten und indifferenten Metallen gleichzeitig die Eintei-

lung in schlecht und gut einheilende erleichterte (1904). Der Aufschwung,den die operative Frakturenbehandlung mit der Jahrhundertwende nahm (Röntgenkontrolle),war begleitet von der Suche nach neuen Materialien,wobei in erster Linie mechanische Vorteile berücksichtigt wurden.

Abb.5:re.:Kultur aus embryonalem Hühnerfemur in Gegenwart von Aluminium li.: Vergleichskultur (MENEGAUX,Bull. d'histol. applique. à la physiol.1934)

1893 deckten BOOTH und CURTIS einen Defekt im Schädeldach mit einer Aluminiumplatte (4). LEJARS benutzte Aluminiumdraht bei Frakturen. ELSBERG schob einen Aluminiumzylinder über die Frakturfragmente und sogar Aluminiumklammern für die großen Gefäße wurden eingesetzt (HALSTEAD). Die beobachtete Auflösung des Aluminiums im Körper, früher eine gern gesehene Eigenschaft des Implantationsmaterials (6),verdrängte es ebenso aus der Chirurgie wie das toxischere Magnesium,das zwischen 1878,als HUSE (4) Magnesiumdraht einführte und 1938 (McBRIDE),immer wieder empfohlen und benutzt wurde. Zuletzt in Form von Platten und Schrauben. Seine weitreichenden wachstumshemmende Wirkung im Knochen und Bindegewebe beruht auf der rapiden Oxydation,der es im Körpermilieu ausgesetzt ist. Die im Jahre 1934 erschienenen Arbeiten von MENEGAUX stuften Magnesium unter

"sehr toxisch" und Aluminium unter "nicht toxisch" ein. Zumindest das Magnesium wurde noch vier Jahre lang danach verwendet! (Siehe Abb. 5).

Unterdessen waren neben die Monometalle Legierungen getreten, von denen Messing und Aluminiumbronze wegen ihres relativ häufigen Gebrauchs in den Jahren 1902 bis etwa 1925 besondere Beachtung verdienen. Sowohl die von LAMBOTTE benutzte Messinplatte, als auch der 1914 von KÖNIG empfohlene Aluminiumbronzedraht (90,75% Kupfer, 9,25% Aluminium) verursachten aber Schwellungen und Schmerzen, die noch nach Jahren den Ort der Implantation verrieten. KÖNIG beschrieb den Fall einer jungen Frau, bei der er eine Torosionsfraktur der Tibia mit Draht genäht hatte:

> "An der ausgezeichnet verheilten Fraktur wiesen vier Jahre später streng auf eine Stelle begrenzte Schmerzen auf die Drahtnaht hin. Die eine konnte ich extrahieren, sie war völlig reaktionslos eingeheilt; die andere war in der Knochensubstanz verschwunden."

(Möglicherweise handelt es sich hier um eine anodische Auflösung eines der beiden Metalle). Resorption und Knochennekrosen brachten diese Legierungen ebenso in Mißkredit wie die oben erwähnten Monometalle, denen sie allerdings an Elastizität wie auch an Härte überlegen waren.

Neue Probleme traten mit der Einführung der Platte durch LANE und LAMBOTTE in die Osteosynthese durch deren Befestigung am Knochen auf. Bisher war es eher Zufall gewesen, wenn zwei oder mehrere Nägel oder Drähte im Körper in Kontakt gerieten. Die Plattenbefestigung mit Schrauben und zusätzlicher Silberdrahtcerclage, wie LANE sie 1909 für die

Vereinigung älterer Frakturen empfiehlt, war eine neue Quelle von Mißerfolgen, da durch die Kombination die gesamte Skala der korrosionsverstärkenden Faktoren bis hin zur anodischen Auflösung eines der beteiligten Metalle an ein und derselben Allenthese zur Wirkung kommen konnte (s. Anhang, Zitat 2).

Das Hauptverdienst LANES besteht indessen darin, seine Erfolge mit Platten aus "hartem Stahl" publiziert zu haben und damit die Aufmerksamkeit der Operateure auf eine Gruppe von Werkstoffen gelenkt zu haben, die bis in die Mitte des 20. Jahrhunderts nahezu unangefochten den Hauptanteil an Implantationsmaterial stellte. Die Bezeichnung "Stahl" ist seit ihrer erstmaligen Verwendung kontinuierlich, dem jeweiligen Stand der Metallurgie entsprechend, benutzt worden, so daß unter ihn sowohl die ersten hoch kohlenstoffhaltigen, unlegierten, noch stark verunreinigten Stähle, als auch eisenfreie Stahlsorten fallen. Die von LANE benutzten Stähle können ihrer Zusammensetzung nach nicht genau beschrieben werden. Es handelt sich aber um Chrom-Stähle oder Chrom-Nickel-Stähle, deren Kohlenstoffgehalt zwischen 0,1% und 1,5% gelegen haben dürfte. Die Auswahl dieses Materials war vorwiegend durch die mechanischen Vorteile bestimmt, die der Stahl gegenüber allen bisher verwendeten Metallen aufwies. Es war damit der erfolgversprechenden Durchführung einer funktionellen Therapie der Weg geebnet und der Aufschwung, den die Osteosynthese seit etwa 1905 nahm, ist zu einem beträchtlichen Teil auf deren Anwendung zurückzuführen.(LAMBOTTE, unbelastete Frühmobilisierung; siehe auch Anhang Zitat 3).

Im Jahre 1908 veröffentlichte Hans v. BAYER eine Arbeit unter dem Titel "Fremdkörper im Organismus"; die untersuchten Metalle waren: Silber, Aluminium, Eisen, Messing und Kupfer. Die beobachteten Gewebsreaktionen nahmen in der gleichen Reihenfolge zu. Das Ergebnis entspricht im wesentlichen denjenigen anderer Autoren. Dessen ungeachtet wurde Messing noch bis 1925 nachweislich angewandt (17).

Für die Drahtnaht wurde um 1910 neben dem schon erwähnten Aluminiumbronzedraht, Klaviersaitendraht eingeführt, dessen hohe Zugfestigkeit für seine Auswahl von Bedeutung war. Es handelt sich um einen Chrom-Nickel-Stahl. Insbesondere KIRSCHNER setzte sich für seine Verwendung ein.

Korrosionsbeständige Stähle - Eisenfreie Legierungen

Durch den Einsatz des 1920 bei Krupp entwickelten V2A-Stahls, einem 18/8* Chrom-Nickel-Stahl mit weniger als 0,12% Kohlenstoff, der Ära der "rostfreien" oder "nichtrostenden" Stähle einleitete, wurden die Operationsergebnisse bedeutend verbessert. Max LANGE stellte in seinen Untersuchungen fest, daß der Kruppdraht hohe Zugfestigkeit mit ebenso hoher Biegungsfestigkeit verband und zudem noch von den untersuchten Metallen die Kallusbildung am meisten anregte. Diese Aussage kann zwar nicht als Zeichen für die hohe Qualität dieses Stahls gewertet werden, macht aber deutlich, daß er im Gegensatz zu der gleichzeitig untersuchten Aluminiumbronze zumindest nicht das

---

* wenn nicht anders angegeben, Anteil der Elemente in %

Wachstum des Kallus hemmte und somit die Zytopathogenität seiner Korrosionsprodukte zwar für eine entzündliche Gewebsreaktion ausreicht, aber

Ein Teil der Chirurgen begrüßte das neue Osteosynthesematerial überschwenglich und bezeichnete es als absolut rostsicher, was, wie wir heute wissen, ein Mißverständnis war. Die Bezeichnung "rostfrei" ist lediglich ein Sammelbegriff für Stähle von besonderer Widerstandskraft gegenüber bestimmten Einflüssen. Als solche sind sie unter Umständen für die Herstellung von Instrumenten sehr gut geeignet, für die Implantation aber nicht, da sie im Körper korrosionsunbeständig sind. Andere, wie ORSOS an der Debreczener Klinik, verwendeten 1925 noch Aluminiumschienen, bei deren Befestigung mit Messingschrauben während der Operation tetanische Krämpfe der durch den N. radialis innervierten Muskulatur beobachtet wurden. Man maß einen Strom von 0,09 - 0,25 mA und führte die Osteosynthese schließlich mit einer Drahtnaht aus (17). KIRSCHNER empfahl noch 1927 in seiner Operationslehre (17), Schrauben aus Eisenwarenhandlungen zu verwenden und ließ sie selbst vor Gebrauch vernickeln, verchromen oder verzinken. Lorenz BÖHLERs Satz:"ich halte es nicht für zweckmäßig, resorbierbares Material zu verwenden ... bei sicher rostfreiem Material habe ich auch nach vielen Jahren nie Fremdkörperstörungen gesehen" (18,1945), findet seine Erklärung in der 1938 ausgesprochenen Empfehlung McBRIDEs, Schrauben und Platten aus Magnesium zu verwenden, das unter allen Metallen am leichtesten resorbiert wird (und wohl auch in einer Empfehlung ZILKEs, der 1943 Elfenbeinstifte und -bolzen für die intraossäre Implanta-

tion verwendete).

Die in den folgenden Jahren bis 1943 von zahlreichen Autoren vorgenommene Untersuchungen zur Toxizität der in der Chirurgie eingesetzten Metalle und Metallegierungen unterstützten die Bemühungen der Operateure bei ihrer Suche nach dem idealen Allenthesematerial und halfen bei der Eliminierung untauglicher Werkstoffe. SINGER und HODER (10) untersuchten 1929 die oligodynamische Wirkung von Kupfer, Silber und Quecksilber und fanden eine totale Wachstumshemmung der Zellkulturen. Dagegen beeinträchtigten Gold, Platin und Blei das Wachstum nicht und regten es zum Teil sogar leicht an. Zink, sowie Glas, verhielten sich neutral. (CRETIN und POUYANNE (21)).

Die zwischen 1930 und 1934 durchgeführten Untersuchungen von MENEGAUX und P. MOYSE erstreckten sich über sämtliche in Frage kommenden Metalle mit Ausnahme des Chroms sowie die üblichen Legierungen und Stähle. Im folgenden soll eine Tabelle die Ergebnisse wiedergeben, zu denen sie mit Hilfe von Fibroblasten und Osteoblastenkulturen gelangten:

MONOMETALLE

Sehr toxisch	mäßig toxisch	nicht toxisch
Kupfer	Zink	Gold
Magnesium	Silber	Aluminium
Eisen	Tantal	Blei
	Zinn	
	Nickel	
	Wolfram	

LEGIERUNGEN

Sehr toxisch	mäßig toxisch	nicht toxisch
Aluminiumbronze 90,75% Kupfer 9,25 Aluminium	u.a. NS20 (18/8)	Duraluminium Kupfer 4, Magnesium 0,5 Mangan 0,2 Silizium 0,3 0,5
"harter Stahl"	Platinostainless T (18/8 + Wolfram) Virgo 14 Virgo 14 spec. (18/8 + Molybdän) Almasilium (Mangan 0,5 Silizium 0,5 Magnesium 1 Cadmium 0,4 Rest:Aluminium) Hydronalium 7 Hydronalium 9 (Magnesium 7-7,5 Mangan 0,3-0,5 Rest:Aluminium Eisen:minimal)	V2A Extra 18/8 + Mangan + Titan Nicral D 20/16 Platinostainless D (18/8 + Wolfram)

(nach MENEGAUX und P. MOYSE) (9, 10)

Wenn man die Korrosionsresistenz der einzelnen Metalle zusätzlich noch berücksichtigt, verbleiben also für die Versenkung im Körper V2A Extra, Nicral D und Platinostainless D. Allenfalls Gold käme zur Verwendung bei der Drahtnaht noch in Frage.

Abb. 6:li. von oben:Osteoblastenkultur in Gegenwart von Virgo 14, Fibroblastenkultur in Gegenwart von Platinostainless D, Osteoblastenkultur in Gegenwart von V2A Extra
re: Vergleichskulturen
(MENEGAUX, Bull. d'histol. appliqu. à la physiol. 1934)

Die Widersprüchlichkeit der Resultate (siehe SINGER und HODER) beruht auf der mangelnden Beachtung, die Struktur und Oberfläche der Proben fanden. Zudem handelte es sich bei den untersuchten Metallen um technologisch nicht einwandfreie Stücke. VENABLE und STUCK unternahmen 1936 eine Reihe von Versuchen in vitro und in vivo, mit denen sie bewiesen, daß alle derzeit im Gebrauch befindlichen Metalle Gegenstand einer elektrolytischen Aktivität in der Körperflüssigkeit waren und entdeckten zudem, daß eine direkt proportionale Beziehung zwischen der Stärke des gemessenen galvanischen Stroms und dem Ausmaß der Gewebsschädigung des betreffenden Metalls bestand. Die Konzeption dieser Versuche überbrückte auch einen Teil der Widersprüche, die sich aus den verschiedenen Versuchsergebnissen früherer Experimentatoren ergeben hatten, und machte endgültig den Weg für die Suche geeigneter Materialien für die Chirurgie frei.

Einen ähnlichen Weg wie VENABLE und STUCK beschritt BERTI-RIBOLI (22), dessen 1938 in Genua erschienene Arbeit mit dem Titel "Sulla diversa tolleranza dell'osso verso i metalli usati nelle osteosintesi", die Potentialdifferenzen zwischen Implantationslager - in seinen Versuchen Femora des Hundes - und Implantat beschreibt. BERTI-RIBOLI seinerseits berief sich auf MASMONTEIL (22) (siehe Anhang Zitat 4). Er untersuchte eine Reihe von Metallen auf physikalische Eigenschaften. Die größte Potentialdifferenz zwischen Knochen und Metall wurde am Kupferimplantat gemessen (380 mV). Es folgen Aluminium (310 mV), Niox (180 mV), Vana-

diumstahl (144 mV), Duraluminium (110 mV) und Gold (74 mV). Auf Grund seiner gleichzeitig durchgeführten Beobachtungen stellte BERTI-RIBOLI 10 Sätze auf, die leicht abgewandelt heute noch Gültigkeit besitzen (siehe Anhang, Zitat 5).

Gegenüber den Versuchen "in vitro" besaß diese Methode den prinzipiellen Vorteil, die gemessenen Werte in eine direkte Beziehung zu der Verträglichkeit bringen zu können, was sich in den Schlußfolgerungen ausdrückt.

In den voneinander abweichenden Ergebnissen zeigen sich zwar einerseits, wie oben erwähnt, methodische Mängel, andererseits weisen sie aber auf ein Problem hin, das mit Einführung der Legierungen in die Osteosynthese und Eliminierung der Monometalle an Bedeutung gewann. Es handelt sich dabei um Qualitätsdifferenzen, mangelhafte Typenbezeichnung, wechselnde Zusammensetzung der Legierungen bei gleichbleibender Bezeichnung. Auch der Chirurg bekam die Auswirkung mangelhafter Kennzeichnung zu spüren. Das Beispiel des Vanadiumstahls, den SHERMAN populär gemacht hatte, zeigt deutlich, welche Folgen dies hatte. Es gab unglücklicherweise verschiedene Vanadiumstähle, deren Zusammensetzung erheblich variierte. Chrom-Nickel-Vanadium, Kohlenstoff-Vanadium, Silizium-Vanadium waren die gebräuchlichsten Legierungen, unter denen die Chirurgen ohne Kenntnis der Zusammensetzung oder des elektrochemischen Verhaltens im Körper auswählen konnten. SHERMAN, der ein recht gutes Produkt verwendete, konnte bessere Resultate vorweisen als andere Operateure, die einfach "Vanadiumstahl" nach einem Katalog

bestellten.

Den Problemen der ungenügenden Kennzeichnung, wechselnden Zusammensetzungen, der mangelhaften Verarbeitung kam von 1930 an vermehrte Bedeutung zu. Die Einführung des Dreilamellennagels durch SMITH-PETERSEN im Jahre 1925 in Boston, seine Modifizierung durch BÖHLER, brachte neue Anforderungen an das Material mit sich. Die genagelte Schenkelhalsfraktur sollte in der Regel nach 14 Tagen belastet werden, dabei stellte sich heraus, daß die Allenthesen, besonders bei der Hüftarthrodese sowie in Form von Endoprothesen (MOOREsche Prothese) höchster Belastung ausgesetzt sind.

Die im Röntgenbild jetzt häufiger beobachteten Aufhellungszonen, als Herde um Nagelkopf und Nagelspitze herum, als Streifen mit sklerosierten Rändern längs der Lamellen, traten oft zeitgleich mit Korrosionsherden am Nagel auf. Zunehmende Schmerzen wiesen auf die, später bei Nagelentfernung bestätigte, Metallschädigung hin und es gelang schon früh, einige verantwortliche Faktoren auszumachen. BÖHLER weist darauf hin, daß aufgelötete oder genietete Nagelköpfe Ursache von Korrosion sein können und beobachtete bei der Verwendung von Kupfer (!) als Lötmaterial besonders ausgedehnte Zerstörungen des Knochens. Auf die Oberflächenbeschaffenheit des Implantates wurde nun Wert gelegt und die Chirurgen wurden darauf aufmerksam, daß Gefügeänderungen infolge Lötens die Korrosion begünstigten. Bei entsprechender Berücksichtigung dieser Faktoren glaubte man die Korrosion auf ein Mindestmaß reduzieren zu können und dennoch auftre-

tende Korrosionsherde am Implantat fanden eine einleuchtende Erklärung in "Materialfehlern", die seit 1938 in zahlreichen Publikationen erwähnt werden. Dabei wurde der Begriff auf alle zutage getretenen Unzulänglichkeiten des Allenthesematerials angewandt, sei es, daß das betreffende Material prinzipiell ungeeignet gewesen wäre, daß zum Beispiel durch falsche Wahl der Nagelstärke eine daraus resultierende Spannungskorrosion d.h. Überschreiten der Elastizitätsgrenze aufgetreten war, oder daß ein echter Verarbeitungsfehler vorlag. Wir verwenden den Begriff des Materialfehlers heute hauptsächlich im Zusammenhang mit Unregelmäßigkeiten der Korngröße, Fremdeinschlüssen und Inhomogenität der Oberflächen bei Allenthesen.

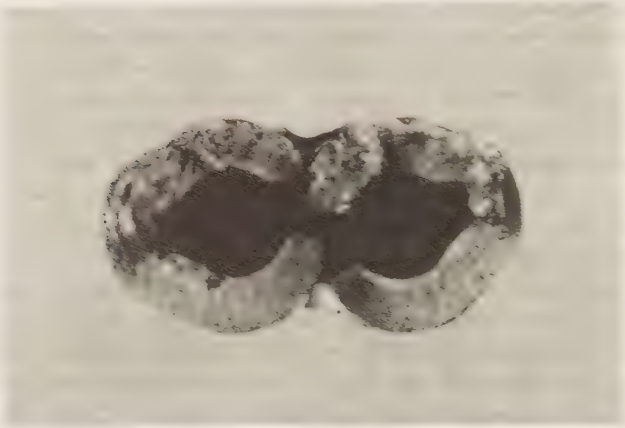

Abb. 7: Bruchfläche eines Küntschernagels; Femur, 11 Monate nach Operation. (TÄGER, "Untersuchungen über die Osteosynthese mit Metallen, 1965)

Abb. 8: Korrosion an Böhlernägeln
aus V2A-Stahl
(BÖHLER, "Technik der Knochenbruch-
behandlung", Bd. 2, Wien 1943)

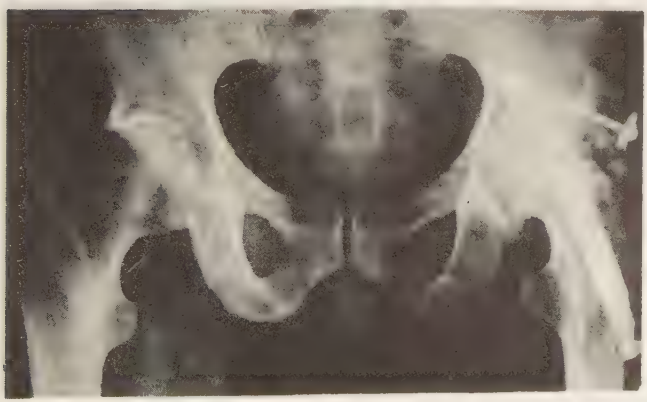

Abb. 9: gebrochener Dreilamellennagel nach Hüftarthrodese
(TÄGER, "Untersuchungen über die
Osteosynthese mit Metallen, 1965)

Auf der Suche nach einer vollkommen verträglichen, und dabei genügend festen, aber auch elastischen Legierung stießen VENABLE und STUCK 1936 auf eine Dentallegierung, die sich im Körper neutral verhielt und demgemäß keine Gewebsirritationen verursachte. Das Vitallium, wie die praktisch eisenfreie Legierung heißt, ist im wesentlichen eine Kobalt-Chromlegierung (Zusammensetzung: Kobalt 62-65%, Chrom 27-30%, Nickel 3%, Molybdän 5%, Eisen weniger als 1%). Seit Herbst 1936 wurde von dem Gebrauch von Vitalliumschrauben berichtet und die ermutigenden Resultate veranlassten VENABLE das neue Material zu empfehlen. Nach der ABE-Skala*) (CLARKE und HICKMAN (23)), liegt sein Lochfraßpotential mit 650 mV weit über der postulierten Grenze (400 mV), unterhalb derer ein Metall bzw. eine Metallegierung als korrosionsunbeständig angesehen werden kann.

Den Arbeiten von CAMPBELL (24, 1939) zufolge mußte nun auch das Vanadium als höchst giftig angesehen werden (vergleichbar Kupfer). Als ungiftig gingen seinen Versuchen mit Fibroblastenkulturen Gold, Silber, Vitallium, Triconium und "feinster Stahl" hervor. Bei Triconium handelt es sich um eine Kobalt-Chrom-Nickel- Molybdän-Beryllium-Verbindung. Laut CAMPBELL ist sie dem Vitallium überlegen, weil mechanisch fester, leicht und gut bearbeitbar. Nach Aussage des gleichen Autors zudem völlig gewebepassiv.

Das als "feinster Stahl" bezeichnete Material

---

*) Anodic Back Electromotive force
Ausdruck der Passivierbarkeit von Metallen bzw. Metallegierungen

ist den Stahlsorten V2A Extra, AISI 302 und AISI 304 zuzuordnen. Ihre Lochfraßpotentiale liegen sämtlich unter der Grenzmarke von 400 mV (nach der ABE-Skala) und genügen damit den jetzigen Ansprüchen nicht mehr.

Diese Versuche wiesen jedoch den gleichen Fehler auf, der schon den früheren Versuchen von MENEGAUX und denen von SINGER und HODER anhaftete: infolge fehlender Belastung ist bei Vitallium wie auch bei V2A-Stahl eine ideale Passivierung möglich. Die Versuche können daher nicht als Modellversuche gewertet werden, da die elektrolytische Ionisation, die Korrosion sowie die Metallose, Funktionen auch der mechanischen Beanspruchung sind.

Durch die eingangs bereits erwähnte Arbeit von NICOLE (1), in welcher die den Verlauf der Heilung bestimmenden Kausalitätsverhältnisse am Ort der Fraktur hinsichtlich der Wechselwirkung zwischen Implantatlager und Allenthese eingehend beschrieben wird, wurde dem Operateur die theoretische Durchdringung dieses Problemkomplexes entscheidend erleichtert.

Zu dem 1943 zumindest in den USA schon häufig eingesetzten Vitallium, das in Form von Nägeln, Schrauben und Platten in der Knochenchirurgie, wie auch in der Urologie, Ophtalmologie, bei Schädeldachplastiken und zahlreichen anderen Orten verwendet wurde, kamen weitere Stahlsorten hinzu, die unter der Bezeichnung V4A in Deutschland, AISI 316 in den USA, den bisher gebräuchlichen V2A-Stahl nach und nach verdrängten.

Die im September 1939 zum ersten Male von KÜNTSCHER durchgeführte Marknagelung verlangte nach einem Material, das die einleitend erhobenen Forderungen, die hier wiederholt seien, erfüllte: es sollte bei wechselnden pH-Werten und schwankender O_2- Spannung im Körpermilieu einen hohen Korrosionswiderstand besitzen, physiko-chemisch neutral sein, dabei eine große mechanische Festigkeit aufweisen und von gleichbleibender Qualität sein.

Trotz der geleisteten Vorarbeit der zahlreichen Autoren,die sich um die Aufklärung der die Heilung störenden Faktoren von seiten des Allenthesematerials bemühten, kann von einer generellen Ablösung der für untauglich befundenen Stähle nicht die Rede sein. Einer der Gründe mag die im Nachkriegsdeutschland herrschende Rohstoffknappheit gewesen sein. Anderen nachzugehen, ist nicht Aufgabe dieser Arbeit*). Die nach 1945 beginnende Verdrängung unbrauchbaren Materials nahm ca. zehn Jahre in Anspruch. KÜNTSCHER (25) verwendete bis 1948 ausschließlich V2A-Stahl für den Marknagel, von diesem Zeitpunkt an aber nur noch V4A-Stahl. Er bemerkte dazu, daß das Beste Material aus Kanada stamme,"weil hier garantiert reines Rohnickel zur Verwendung gelangt und nicht Altnickel mit irgendwelchen unbekannten Beimengungen".

---

*) Die Firma POHL-Kiel bot 1939-40 Nägel aus zwei handelsüblichen "nicht rostenden" Stählen an. Eine der beiden Stahlsorten war ein 15 %iger Chrom-Stahl, der in weichgeglühtem Zustand bearbeitet worden war. Zusammensetzung:

C	Si	Mn	Ni	Cr	Mo	Cu	Fe
0,15	0,71	0,65	0,33	14,0	0,2	0,2	Rest

Über die andere Stahlsorte war nichts zu erfahren . Erst danach wurde V2A-Stahl verwendet(30).

Im Jahre 1953 fordert BLOCK zum Abschluß seiner "Ionometrischen Untersuchungen zur Metallose der Gewebe", daß, solange kein geeigneter Werkstoff zur Verfügung stehe, die Allenthese nicht mechanisch belastet werden dürfe und empfiehlt eine wesentlich längere Stillegung nach der Marknagelung, als es üblich war (und ist), um die Allenthese nicht durch Druck, Biegung oder Torsion zu gefährden.

Abb. 10:Nagelbruch eines Radius-Marknagels 38 Wo. post Op. Ermüdungsbruch (TÄGER, "Untersuchungen über die Osteosynthese mit Metallen, 1965)

Sämtliche beschriebenen Schäden bezogen sich auf V2A Stahl (26). Was die oben erwähnte Empfehlung für die Marknagelung bedeutet, braucht nicht besonders ausgeführt zu werden.

1955 schildert J. REHM (27) seine "Beobachtungen bei der Verwendung von V2A Stahldrähten zur Markschienung von Unterarmfrakturen" mit Kirschnerdrähten. Sieben von acht der so versorgten Patienten zeigten Komplikationen "in Form blander Korrosionsosteomyelitis, verzögerter Knochenbruchheilung oder Pseudarthrosenbildung und SUDECKscher Dystrophie. Der zunächst geäußerte Verdacht, daß es sich bei den Drähten um, wie es heißt, gewöhnliche Kirschnerdrähte handelte, die sich nach Angaben von KÜNTSCHER nicht zum Einlegen in die Markhöhle eigneten, weil sie aus verchromtem Stahl (!) bestanden, bestätigte sich nicht. Der Grund für die Mißerfolge fand sich schließlich in der mangelhaften Oberflächenbehandlung. Furchen und Schrägriffelung zeigten sich schon bei Lupenbetrachtung. aus der Arbeit geht hervor, daß nicht etwa ein Wechsel zum V4A Draht beabsichtigt war, sondern lediglich eine nochmalige Politur mit anschließender getrennter Aufbewahrung.

Ein außergewöhnlicher Anstieg der beobachteten Korrosionsrate bei Osteosynthesematerial im Jahre 1950 veranlassten HICKS (28), Chirurg am Birmingham Accident Hospital, zu Untersuchungen über das in diesem Zeitraum in Großbritannien üblicherweise gebrauchte Material. Dabei stellte sich heraus, daß eine Firma, nachdem die von ihr hergestellten Schrauben bemängelt worden waren, ihre Produktion umgestellt hatte, ohne besonders auf diese Änderung hingewiesen zu haben. Der bisher verarbeitete F.S.L.-Stahl*)

---

*) 18% Chrom; 8% Nickel; Titan entspr. EN 58 M (British Standard)

(ABE 300 mV), der mit einem Chromgehalt von 17,5 - 20 % und Nickelgehalt von 8 - 11 % einen größeren Nickelgehalt als V2A-Stahl hat, war durch E.M.S.*) ersetzt worden, der die gleiche Zusammensetzung wie der Krupp'sche V2A Extra besaß und dessen Einführung (ABE unter 220 mV), einem Rückschritt gleichkam. Die Kombination beider Schrauben bewirkte das Entstehen galvanischer Elemente und führte in 40-60% der Fälle zur Korrosion.(Siehe Abb. 11)

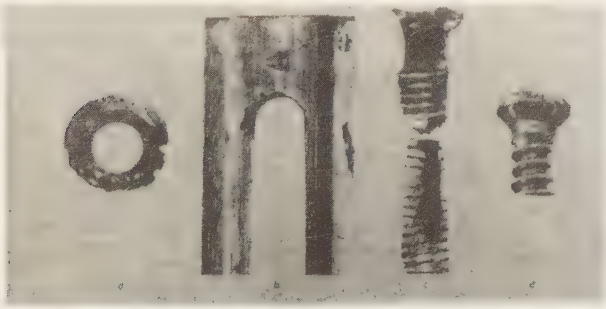

Abb. 11: die vier "rostfreien" Stähle, die in der Knochenchirurgie verwendet wurden: (a) Chrom-Stahl; (b)F.S.L. ; (c) E.M.S. ; (d) 18/8 - SMo ; (b)hatte Kontakt mit einer (c)-ähnlichen Schraube gehabt, (d) mit einer aus gleichem Material gefertigten Platte.
(CATER und HICKS, Lancet 2, 821, 1956)

Auf der Suche nach dem ungeeigneten Material, die in den Midlands und London durchgeführt wurde, konnte eine Sammlung, bestehend aus Schrauben und Platten zusammengestellt werden, die aus gewöhnlichem Chromstahl gefertigt waren. Außerdem fan-

*) 18% Chrom; 8% Nickel entspr. EN 58 E (British Standard)

den sich Eisenschrauben mit normalem Holzgewinde. In zwei weiteren Kliniken wurden jeweils vier verschiedene Stahlsorten gefunden. Die gesuchten E.M.S.-Schrauben fand man schließlich in fünf von 17 Krankenhäusern (siehe Anhang, Zitat 6).

Da der Grund für die sich mehrenden Mißerfolge lange unbekannt blieb, wurden andere Ursachen, wie z.B. Metallaufschmierung vom Instrument auf das Implantat verantwortlich gemacht. (Siehe Abb. 12).

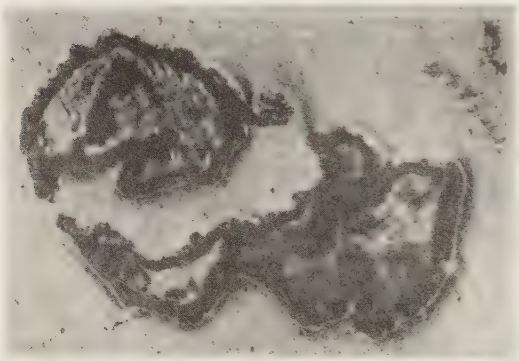

Abb. 12: Aufschmierung fremder Metallpartikel (CONTZEN, "Grundlagen der Alloplastik mit Metallen und Kunststoffen", Stuttgart 1967).

Da aber gerade das Problem der Aufschmierung während dieser Zeit sehr umstritten war, lenkte die Diskussion darüber von der Suche nach der eigentlichen Ursache der zunehmenden Korrosion ab. HICKS (29) ist der Ansicht, daß die klinische Reaktion bei Aufschmierung unbedeutend und der his-

tologische Befund unnötig empfindlich sei. Er befindet sich damit im Widerspruch zu den Ansichten von LAING (34), der bei der Verwendung von gewöhnlichen Stahlbohrern und Schraubenziehern einen Anstieg der Zahl entzündlicher Metallosen in dem dem Implantat benachbarten Gewebe aufzeigte.

Die Erhöhung der Korrosionsbeständigkeit, die bei den 18/8 Chrom-Nickel-Stählen durch den Zusatz von Nickel, das die kubisch flächenzentrierte Struktur stabilisiert, erreicht wurde, konnte durch Molybdän-Beigabe in Höhe von 2-3% weiter verbessert werden. Die schon mehrfach erwähnten 18/8 SMo-Stähle waren die ersten Vertreter dieses Typs. Die amerikanische Normbezeichnung AISI 316 kennzeichnete sowohl diese, als auch andere Chrom-Nickel-Stähle, wobei offensichtlich die Umstellung von 18/8 Mo auf 18/12/3-2 schon vor 1955 vorgenommen wurde, die Bezeichnung 18/8 SMo aber weiterhin auf die Implantate gestempelt worden war (31). Die Erkenntnis, daß sogar dieser Stahl nicht absolut korrosionbeständig war, setzte sich schon früh durch:

> "This alloy is not entirely inert, as analysis of the surrounding tissues reveals some slight disintegration of the metal; for practical purposes, however, it is satisfactory". (32) WARING.

Andere Ansichten vertreten ZAPFE (31) und HICKS (29) (siehe Anhang, Zitat 7). HICKS (1962) mußte feststellen, daß in 20% der Fälle die aufgetretenen Symptome die Entfernung der Platten erforderlich machten und der in Großbritannien seinerzeit ausschließlich verwendete 18/8 Mo-Stahl somit klinisch nicht den erforderlichen Ansprüchen

genügte.

Aus oben angeführten Gründen können aber seine Beobachtungen, zu denen ödematöse Schwellungen am Unterarm im Bereich der Sehnen des m. ext. carpi rad. bei Operationen bzw. Osteosynthesen am Unterarm, teilweise verbunden mit Krepitation gehören, ihn nicht in Widerspruch zu der Äußerung ALLGÖWERS (33) setzten, derzufolge die Metallose des rostfreien Stahls vom Typ AISI 316 vom Organismus ebenso gut überwunden wird, wie die des Vitalliums, bei dessen Verwendung HICKS die niedrige Wiederentfernungsrate von 3% als beispielhaft bezeichnet. (Siehe Abb.13)

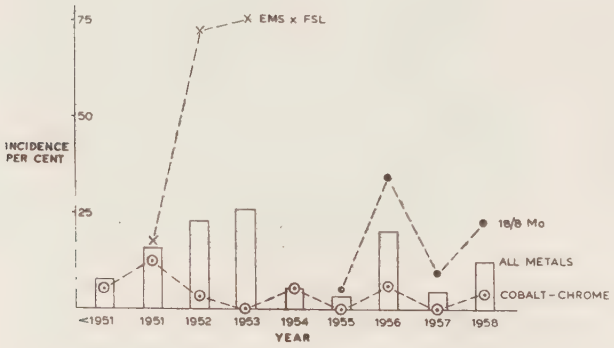

Abb. 13: graphische Darstellung der "obligatorischen Plattenentfernung" verschiedener korrosionsbeständiger Stähle sowie einer Kobalt-Chrom-Legierung. (CATER und HICKS, Lancet 2, 821, 1956)

Die Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) verwendet ausschließlich V4A-Stahl mit Rück-

sicht auf die höhere Festigkeit (100-120 kg/mm^2) gegenüber gegossenem Vitallium (max. 80 kg/mm^2). Jedoch sind sich alle Autoren darüber im klaren, daß selbst der korrosionsbeständigste Stahl im Körper für Lochfraß anfällig ist und eine Metallentfernung nach 2-5 Jahren obligatorisch ist (33). Ebenso hat sich auch die Erkenntnis durchsetzen können, daß eine Wiederverwendung aus diesem Grunde nicht empfohlen werden kann.

Für Endoprothesen, die dazu bestimmt sind, lange Zeit im Körper zu verweilen, kommen daher die eisenfreien Kobalt-Chrom-Legierungen in Betracht, die schon von VENABLE und STUCK auf Grund ihrer ausgezeichneten Passivierbarkeit hervorgehoben worden waren. Sie stehen in der Liste der korrosionsbeständigen Allenthesematerialien mit einer ABE von 650 mV an 3. Stelle, nach dem jetzt häufiger eingesetzten Titan (ABE 3500 mV), das etwa die gleiche Festigkeit aufweist und dem zu dünnen Drähten und Metallgeweben verarbeiteten Tantal (ABE 1600 mV). Die ersten Legierungen waren weder für die spanabhebende Verarbeitung noch zur Verformung geeignet. Vitallium und Vinerta sind die Vertreter dieser Gruppe, die nur im Gußverfahren hergestellt werden können und somit notwendigerweise Formungenauigkeiten aufweisen.

Neutrilium, Wrought Vitallium und Stellit 25 sind eisenfreie Verbindungen, die verformbar sind und deren Festigkeitseigenschaften denen des V4A-Stahls überlegen sind.Die nach dem derzeitigen Stand der Erfahrungen für den Gebrauch in der Chirurgie geeigneten Legierungen sowie deren Anwendungsbereiche geben die folgenden Tabellen wieder:

Tabelle I: Chemische Zusammensetzung der nichtrostenden Stähle und Legierungen für medizinische Zwecke (Schmelzenanalyse) (Stahl-Einsatz-Liste 430-66, 1. Ausgabe März 1966)

Stahlsorte: Kurzname nach DIN 17 006	Werkstoffnummer nach DIN 17007 Blatt 2	% C	% Si	% Mn	% Cr	% Mo	% Ni	% Sonstiges[1]
Werkstoffe für medizinische Geräte und chirurgische Hilfsmittel								
X 10 Cr 13	1.4006	0,08 0,12	≤ 1,0	≤ 1,0	12,0 14,0	—	—	—
X 15 Cr 13	1.4024	0,12 0,17	≤ 1,0	≤ 1,0	12,0 14,0	—	—	—
X 20 Cr 13	1.4021	0,17 0,22	≤ 1,0	≤ 1,0	12,0 14,0	—	—	—
X 40 Cr 13	1.4034	0,40 0,50	≤ 1,0	≤ 1,0	12,0 14,0	—	—	—
X 20 CrMo 13	1.4120	0,17 0,22	≤ 1,0	≤ 1,0	12,0 14,0	1,0 /1,3	(≤ 1,0)	—
X 40 CrMo 15	1.4140	0,35 0,45	≤ 1,0	≤ 1,0	14,0 15,5	0,40 0,60	(≤ 0,60)	—
X 12 CrMoS 17	1.4104	0,10 0,17	≤ 1,0	≤ 1,5	15,5 17,5	0,20 0,30	—	S 0,15 0,25
X 90 CrMoV 18	1.4112	0,85 0,95	≤ 1,0	≤ 1,0	17,0 19,0	1,0 1,3	—	V 0,07/0,12
X 12 CrNi 17 7	1.4310	≤ 0,12	≤ 1,0	≤ 2,0	16,0 18,0	—	7,0/ 9,0	—
X 5 CrNi 18 9	1.4301	≤ 0,07	≤ 1,0	≤ 2,0	17,0 20,0	—	9,0 11,5	—
X 10 CrNiTi 18 9	1.4541	≤ 0,10	≤ 1,0	≤ 2,0	17,0/19,0	—	9,0 11,5	Ti ≥ 5 x % C
Werkstoffe für längeren Verbleib im menschlichen Körper								
X 5 CrNiMo 18 10	1.4401	≤ 0,07	≤ 1,0	≤ 2,0	16,5/18,5	2,0 /2,5	10,5/13,5	—
X 5 CrNiMo 18 12	1.4436	≤ 0,07	≤ 1,0	≤ 2,0	16,5/18,5	2,5 /3,0	12,0/14,5	—
CoCr 28Mo[2]	2.4520	0,30/0,50	≤ 1,0	≤ 1,0	26,0/30,0	4,0 /5,0	—	Co Rest

[1] Soweit nichts anderes angegeben ist, darf der Phosphorgehalt höchstens 0,045 % und der Schwefelgehalt höchstens 0,030 % betragen.
[2] Dieser Gußwerkstoff ist auch unter der Bezeichnung G-X 40 CoCrMo 60 bekannt.

Tabelle II: Anhaltsangaben über die Verwendung der nichtrostenden Stähle und Legierungen für medizinische Zwecke. (Stahl-Einsatz-Liste 430-66)

VERWENDUNGSZWECK	Stahlsorte	
	Kurzname nach DIN 17 006	Werkstoffnummer nach DIN 17 007 Blatt 2
Nichtschneidende medizinische Hilfsmittel		
Pinzetten	X 10 Cr 13	1.4006
	X 15 Cr 13	1.4024
Pinzetten, Zangen, (Arterien-) Klemmen, (Zahn-) Sonden	X 20 Cr 13	1.4021
	X 20 CrMo 13	1.4120
Drehteile für Geräte, z.B. Schrauben (Automatenstahl)	X 12 CrMoS 17	1.4104
Schneidende medizinische Geräte		
Scheren, Meißel, Skalpelle, Knochensägen	X 40 Cr 13	1.4034
	X 40 CrMo 15	1.4140
Schneidende Geräte für erhöhte Anforderungen, z.B. Skalpelle	X 90 CrMo V 18	1.4112
Chirurgische Hilfsmittel		
Federdrähte, Klammern, Bohrdrähte für Knochennägel, Injektionskanülen	X 12CrNi 17 7	1.4310
	X 10 CrNiTi 18 9	1.4541
Drähte, Klammern, geprägte Gaumenplatten	X 5 CrNi 18 9	1.4301
Hilfsmittel für längeren Verbleib im menschlichen Körper		
Drähte, Klammern, Knochennägel und -schrauben	X 5 CrNiMo 18 10	1.4401
	X 5 CrNiMo 18 12	1.4436
Zahnprothesen, Knochennägel (Präzisionsguß)	CoCr 28 Mo	2.4520

Weitere Möglichkeiten für die Qualitätsangleichung der wenigen für die Bedürfnisse der Chirurgie geeigneten Werkstoffe sehen namhafte Autoren von der chirurgischen Seite (3) vorerst ausschließlich in der strikten Befolgung der aufgestellten Normen. Nur so ließe sich die hohe Zahl der Brüche metallischer Implantate, die heute den Hauptanteil der auf Mängel des Werkstoffes zurückzuführenden Mißerfolge bei der intra- und paraossären Metallimplantation ausmachen, verringern. Mit der experimentellen Beantwortung der früher wiederholt behandelten Frage nach dem Verhalten der Implantate wurde von TÄGER (35) unter Mitwirkung von BORCHERS ein weiterer Schritt zur Lösung der Probleme mechanischer, elektrochemischer und chemischer Art getan, die mit der Einbringung metallischer Fremdkörper in den Organismus entstanden sind. Insbesondere die Deutung des Einflusses wechselnder Lagebeziehungen verschieden - oder auch gleich - legierter Implantate sowie der Wirkung von Potentialdifferenzen unterschiedlicher Legierungen wurden unternommen. Dabei zeigte es sich, daß die Interpretationen der Meßergebnisse aus früheren Versuchsreihen anderer Autoren korrekturbedürftig waren. So bedarf es, anders als verschiedentlich angenommen, eines direkten Kontaktes der Implantate unterschiedlicher Legierung damit ein Strom fließen kann. Die schon früher getroffene Feststellung, hoher O_2- Gehalt sowie niedriger pH des Gewebes begünstige die Passivierung des Implantates trifft exakt nur auf die edlen Legierungen (V2A, Vitallium) zu, während verkupferter Stahldraht sich gerade entgegengesetzt verhält, wie TÄGER gezeigt hat.

Weitere Experimente desselben Autors mit Radionukliden bestätigten die Bedeutung der Metallaufschmierung als korrosionsbegünstigender Faktor (siehe auch LAING (34)). Mit der gleichen Methode gelang es, die Abwanderung von Substanz von dem Implantat in das umgebende Lagergewebe nachzuweisen. In den beiden zuletzt erwähnten Versuchsreihen wurde eine sehr genaue Messmethodik in die experimentelle Grundlagenforschung auf dem Gebiet der Osteosynthese übernommen. Es konnte so eine Reihe von Widersprüchen, die sich aus der Deutung früherer Experimente ergeben hatten, aufgelöst werden; auf dieser Beurteilungsgrundlage sollte der neu angelegte Maßstab eine nachhaltige Verbesserung der Operationsstatistiken bewirken.

+++++++

AUTORENVERZEICHNIS

ALLGÖWER-MÜLLER	"Technik der operativen Frakturenbehandlung", Berlin 1963
BAEYER, H. von	"Beiträge zur klinischen Chirurgie", Bd. 58, 1 1908
BECKSTRÖM	Mitarbeiter von BLOCK
BERTI-RIBOLI, R.	"Sulla diversa tolleranza dell' osso verso i metalli, ecc.". Ann. Ital. die Chir, 17, S.827-862, 1938
BÖHLER, L.	"Technik der Knochenbruchbehandlung" Bd. 1,2 und 3. Wien 1937, 43, 45
BLOCK, W.	"Ionometrische Untersuchungsmethoden zur Metallose der Gewebe". Arch. Klin. Chirurgie 277, S. 89-103, 1953.
BRUNN, W. von	"Geschichte der Chirurgie", Bonn 1948.
BRUCH, J.C.	Proc. Soc. Exp. Biol. New York 1943
CAMPBELL, W.	Ann. of Surgery, 110, 119, 1939
CAMPBELL's	"Operative Orthopedics", Vol. 1, 2, St. Louis 1949
CATER, W.H.	"Die neueste Geschichte der Korrosion bei Metallen für innere Fixation", Lancet 2, 871, 1956.
CATER, W.H.	"Minor Reactions due to Modern Metals", Journal of Bone and Joint Surgery, Brit. No. Febr. 1962, Vol. 44 B, No. 1
CLARKE	"An Investigation Into Correlation Between the Electrical Potentials of Metals and Their Behaviour in Biological Fluids", Journal of Bone and Joint Surgery,Brit. No. Febr.1962, Vol. 55 - B, S. 467

CONTZEN, H.	"Grundlagen der Alloplastik mit Metallen und Kunststoffen", Stuttgart 1967.
CRETIN und POUYANNE	Bordeaux Chir. 1933, 4
DIEFFENBACH	"Neue sichere Heilmethode des falschen Gelenkes oder Pseudarthrose mittels Durchbohrung der Knochen und Einschlagen von Zapfen", Wschr. Ges. Heilk., Berlin 1846.
DIEPGEN, P.	"Die Geschichte der Medizin".
GULEKE	"50 Jahre Chirurgie"
GURLT	Handbuch der Lehre von den Knochenbrüchen, Band I, 2 1862.
HARWOOD, J.	"Passiv. von nichtrostenden Stählen" Korrosion 1949.
HEY-GROVES, E.	Brit. J. Surgery 1913, 1 438
HICKMAN	Mitarbeiter von CLARKE
HICKS	Mitarbeiter von CATER
ICART	Journ. Med. Chir. Paris 1775.
KNISCHEWSKI, F.	Materialkunde der Zahntechnik Teil 2, Metallkunde, München 1956.
KÖNIG, F.	Op. Chirurgie der Knochenbrüche 1927.
KÜNTSCHER, G.	"Technik der Marknagelung", Leipzig 1945.
KÜNTSCHER, G.	"Praxis der Marknagelung", Stuttgart 1962.
LAMBOTTE, A.	"Chirurgie operatoire des fractures" Paris 1913.
LANE, A. W.	"The Operative Treatment of Fractures", Ann. of Surgery 1909-50 B.
LANE, A. W.	"Of the Advantage of the Steel Screw in the Treatment of Ununited Fractures", Lancet 4, 1893.

LAING, P.G. "Anzeichen für die Korrosion durch Aufschmieren bei Schrauben", 40 A, 1958.

LANGENBECK, von Verh. deut. Ges. Chirurgie 1878, 7; 92.

LANGE, M. Verh. deut. Ges. Orthop. Ges. 46, 1958.

MAATZ, R. "Die chemische Reizwirkung des KÜNTSCHER Nagels", Erste Mitt. Arch. orthop. Unfallchir. 42, 1943.

MEHL, R. "A Brief History of the Science of Metals", New York 1948.

MENEGAUX, G. "Croissance des tissus conjonctif et osseux cultivés 'in vitro'", La presse médicale, April 1934.

MENEGAUX, G. "Actions cytotoxiques de quelques métaux simples sur le tissus osseux", "Action cytotoxique de quelques alliages sur le tissus osseux", Bull. d'histol. appliqu. à la physiol. 1934, S. 153, 168.

MERCK, Verl. "Die Bestimmung des Redoxpotentials", Darmstadt 1955.

MOYSE, P. Mitarbeiter von MENEGAUX

NICOLE, R. "Metallschädigung bei Osteosynthese", Helv. chir. acta 14, 3 1947.

ODIETTE, D. Mitarbeiter von MENEGAUX

PANCOAST Operative Surgery, Philadelphia 1844.

REHM, S. "Beobachtungen bei der Verwendung von V2A Stahldrähten", Chirurg 9, 1955.

SCHEER, L. "Was ist Stahl", Berlin 1958.

SPIES, F. "Surgical Materials that Fail, a Mediocollegical Study in Liability", Arcansas 1959- 1960.

STUCK Mitarbeiter von VENABLE

SUDHOFF — "Geschichte der Zahnheilkunde" Leipzig 1936

TÄGER,K.H. — Kongreß DOG 1961 Zürich
" — "Materialprüfung für Metalle in der Orthopädie und Chirurgie" (Der Chirurg, 33.Jahrg.H.3 März 62)
" — Kongreß DOG 1965 Frankfurt
" — Habil.Schrift:"Untersuchungen über die Osteosynthese mit Metallen" München 1965

VENABLE,Ch.S. — "A General Consideration of Metals for Burried Appliancies in Surgery" San Antonio, Texas 1943 Intern Abstract of Surgery

WARING — CAMPBELLs Operative Orthopedics Cap. 2, St. Louis 1949

ZAPFE, C.A. — "Human Body Fluids Affect Stainless Steel" Metal Progress,July 1955

ZIMMERMANN, E. — "Werkstoffkunde und Werkstoffprüfung, Hannover 1957

ANHANG I

QUELLENNACHWEIS

(1) NICOLE, R.
"Metallschädigung bei Osteosynthese"
Helv. chir. acta 14; 3 1947

(2) CONTZEN, H.
"Grundlagen der Alloplastik mit Metallen und Kunststoffen", Stuttgart 1967.

(3) TÄGER, K.H.
"Metallprüfung für Metalle in der Orthopädie und Chirurgie", März 1962.

(4) VENABLE und STUCK
"A General Consideration of Metals for Burried Applicancies in Surgery", San Antonio, Texas, 1943, Intern. Abstract Surgery.

(5) ICART
Journ. Med. Chir., Paris 1775.

(6) GURLT
Handbuch der Lehre von den Knochenbrüchen, Bd. 1,2 1862.

(7) MEHL, R.
"A Brief History of the Science of Metals", New York 1948.

(8) GELLER
siehe GURLT (6) Band 1

(9) MENEGAUX, G.
"Croissance des tissus conjonctif et osseux cultivés 'in vitro'", La Presse Médicale, April 1934.

(10) MENEGAUX, G.
"Action cytotoxique de quelques métaux simple sur le tissus osseux".

(11) MENEGAUX, G.
"Action cytotoxique de quelques alliages sur le tissus osseux", Bull. d'histol. appliqu. à la physiol. 1934, S.153, 168.

(12) RUSSEL
siehe GURLT (6) Bd.1

(13) PANCOAST
Operative Surgery, Philadelphia 1844

(14) DIEFFENBACH
"Neue sichere Heilmethode des falschen Gelenkes oder Pseudarthrose mittels Durchbohrung von Knochen und Einschlagen von Zapfen", Wschr. ges. Heilkunde, Berlin 1846.

(15) LANGENBECK, von
Verh. deut. Ges. Chirurgie 1878, 7; 92

(16) KÜNTSCHER, G.
"Praxis der Marknagelung", Stuttgart 1962.

(17) KÖNIG, F.
Op. Chirurgie der Knochenbrüche, 1927.

(18) BÖHLER, L.
"Technik der Knochenbruchbehandlung" Bd. 1,2 und 3, Wien 1937, 43, 45.

(19) BAEYER, H. von
"Beiträge zur klinischen Chirurgie", Bd. 58, 1 1908.

(21) CRETIN und POUYANNE
Bordeaux Chir. 1933, 4.

(22) BERTI-RIBOLI, R.
"Sulla diversa tolleranza dell'osso verso i metalli, ecc.", Ann. Ital. di Chir. 17, S. 827-862, 1938.

(23) CLARKE und HICKMAN
"An investigation into correlation between the electrical potentials of metals and their behaviour in biological fluids", Journal of Bone and Joint Surgery, Brit. No. Febr. 1962, Vol. 55 -B, S. 467.

(24) CAMPBELL, W.
Ann. of Surgery, 110, 119, 1939.

(25) KÜNTSCHER, G.
Technik der Marknagelung, Leipzig 1945.

(26) BLOCK, W.
"Ionometrische Untersuchungsmethoden zur Metallose der Gewebe", Arch. Klin. Chirurgie 227, S. 89-103, 1953.

(27) REHM, S.
"Beobachtungen bei der Verwendung von V2A Stahldrähten", Chirurg 9, 1955.

(28) CATER, W.H.
"Die neueste Geschichte der Korrosion bei Metallen für innere Fixation", Lancet 2, 871, 1956.

(29) CARTER, W.H.
"Minor Reactions due to Modern Metals" Journal of Bone and Joint Surgery, Brit. No. Febr. 1962, Vol. 44, B. No. 1.

(30) MAATZ, R.
"Die chemische Reizwirkung des KÜNTSCHER-Nagels", Erste Mitt. Arch. orthop. Unfallchir. 42, 1943.

(31) ZAPFFE, C.A.
"Human Body Fluids Affect Stainless Steel", Metal Progress, July 1955.

(32) WARING
CAMPBELL's Operative Orthopedics, Cap.2, St. Louis 1949.

(33) ALLGÖWER-MÜLLER
"Technik der operativen Frakturenbehandlung", Berlin 1963.

(34) LAING, P.G.
"Anzeichen für die Korrosion durch Aufschmieren bei Schrauben", Journal of Bone and Joint Surgery, 40 A, 1958.

(35) TÄGER, K.H.
"Untersuchungen über die Osteosynthese mit Metallen", Habil.-Schrift, München 1965.

(13) PANCOAST
Operative Surgery, Philadelphia 1844

(14) DIEFFENBACH
"Neue sichere Heilmethode des falschen Gelenkes oder Pseudarthrose mittels Durchbohrung von Knochen und Einschlagen von Zapfen", Wschr. ges. Heilkunde, Berlin 1846.

(15) LANGENBECK, von
Verh. deut. Ges. Chirurgie 1878, 7; 92

(16) KÜNTSCHER, G.
"Praxis der Marknagelung", Stuttgart 1962.

(17) KÖNIG, F.
Op. Chirurgie der Knochenbrüche, 1927.

(18) BÖHLER, L.
"Technik der Knochenbruchbehandlung" Bd. 1,2 und 3, Wien 1937, 43, 45.

(19) BAEYER, H. von
"Beiträge zur klinischen Chirurgie", Bd. 58, 1 1908.

(21) CRETIN und POUYANNE
Bordeaux Chir. 1933, 4.

(22) BERTI-RIBOLI, R.
"Sulla diversa tolleranza dell'osso verso i metalli, ecc.", Ann. Ital. di Chir. 17, S. 827-862, 1938.

(23) CLARKE und HICKMAN
"An investigation into correlation between the electrical potentials of metals and their behaviour in biological fluids", Journal of Bone and Joint Surgery, Brit. No. Febr. 1962, Vol. 55 -B, S. 467.

(24) CAMPBELL, W.
Ann. of Surgery, 110, 119, 1939.

(25) KÜNTSCHER, G.
Technik der Marknagelung, Leipzig 1945.

(26) BLOCK, W.
"Ionometrische Untersuchungsmethoden zur Metallose der Gewebe", Arch. Klin. Chirurgie 227, S. 89-103, 1953.

(27) REHM, S.
"Beobachtungen bei der Verwendung von V2A Stahldrähten", Chirurg 9, 1955.

(28) CATER, W.H.
"Die neueste Geschichte der Korrosion bei Metallen für innere Fixation", Lancet 2, 871, 1956.

(29) CARTER, W.H.
"Minor Reactions due to Modern Metals" Journal of Bone and Joint Surgery, Brit. No. Febr. 1962, Vol. 44, B. No. 1.

(30) MAATZ, R.
"Die chemische Reizwirkung des KÜNTSCHER-Nagels", Erste Mitt. Arch. orthop. Unfallchir. 42, 1943.

(31) ZAPFFE, C.A.
"Human Body Fluids Affect Stainless Steel", Metal Progress, July 1955.

(32) WARING
CAMPBELL's Operative Orthopedics, Cap.2, St. Louis 1949.

(33) ALLGÖWER-MÜLLER
"Technik der operativen Frakturenbehandlung", Berlin 1963.

(34) LAING, P.G.
"Anzeichen für die Korrosion durch Aufschmieren bei Schrauben", Journal of Bone and Joint Surgery, 40 A, 1958.

(35) TÄGER, K.H.
"Untersuchungen über die Osteosynthese mit Metallen", Habil.-Schrift, München 1965.

ANHANG II

Zitat 1

W. ARBUTHNOT LANE: "On the advantage of the steel screw in the treatment of ununited fractures".

"I have been much disappointed on several occasions, on cutting down on cases of ununited fracture in which an operationhad been performed without success to find the loop of wire lying comparatively loose in the bones. I therefore determined to try what I could do by using screws instead of wire and then found that I was able to bring and retain the opposing surfaces of bone into the most accurate and forcible apposition by means of this powerful instrument. The use of two screws is much more advantageous than of one alone, for the reason that any rotation of the bony surfaces upon one another around the screw as an axis is completely obviated. The screws produce no irritation whatever and do not require to be removed."

Zitat 2

W.ARBUTHNOT LANE: "Treatment of fractures".

"There are occasions on which it is necessary to rely on screws alone, as in the case of fractures of the neck of the femur and in some spiral fractures, but in the vast majority of cases I prefer to use as long and as strong a steel plate as possible, carrying as many screws as spaca permits. To reduce the difficulty of finding the drill hole in the distal compact layer of bone, which is frequently of no avail when the fragments is comminuted, I employ screws of a length only sufficient to engage the proximal compact tissue and threaded up to the head in order to securs as firm a hold as possible on the bone. For this purpose, I use screws in two lengths - 1/2 and 5/8 inch, and in two gauges, Nos.5 and 7 . In the young infant I employ 3/8 and 1/2 inch screws in No. 3 gauge.

The fewer the varieties of screws employed the smaller is the number of drills and consequently the less complicated the operation, since each gauge of these modified screws requires only one drill. By this means I have reduced enormously the difficulties of securing the fragments immovably in apposition. In simple fractures I hardly ever use wire. I would exclude from this the fractures of

infancy when two ore more weeks have been allowed to elapse between the receipt of the injury and the operation. In such cases the distal fragment loses its density at a very early period, and while the proximal fragment will hold the screw securely, the thread will get no secure grip of the distal portion because of its friability. In these circumstances I supplement the junction by encircling the plate and distal fragment with a loop of silver wire."

Zitat 3

FRITZ KÖNIG : "Op. Chirurgie der Knochenbrüche" 1927

"Das Verfahren der Osteosynthese auf dem Kongreß der Deutschen Gesellschaft für Chirurgie 1901 zu empfehlen, hieß heißes Eisen anfassen. 10 Jahre vorher hatte ein kühner Chirurg PFEIL-SCHNEIDER dies mit Vorführung von Operierten getan. Er hatte schwere Ablehnung erfahren und mit großer Schärfe hatte gerade mein nachmaliger Lehrer, ERNST v.BERGMANN, seine Handlung mißbilligt, teils wegen mangelhafter Begründung, teils wegen der vorgekommenen Eiterungen. Das wirkte auch 1902 und 1904 noch nach. Nur die REHNsche Schule trat bedingungslos auf meine Seite".

Zitat 4

R. BERTI-RIBOLI : "Sulla diversa tolleranza dell'osso verso i metalli,ecc."

"MASMONTEIL, ultimamente, ha forse fatto lo studio più completo e piùinteressante sulla tolleranza dell'osso verso i metalli usati nelle osteosintesi. Il suo lavoro è corroborato da una serie di osservazioni clinichi con cui egli cerca di dimonstrare la importanza che alcuni fatorri possono avere contemporaneamente o singolarmente nell'insuccesso immediato o tardivo di una osteosintesi metallica. Dalle sue osservazioni conclude che la protesi metallica deve essere:

1) - Inerte biologicamente (asepsi assoluta);
2) - inerte meccanicamente (per mezzo di un montaggio corretto);
3) - inerte chimicamente (inossidabilità);
4) - inerte fisicamente (stato omo e isolettrico).

MASMONTEIL assicura che se saranno rispettate quete quattro condizioni, la protesi sarà molto meglio tollerata".

Zitat 5

R. BERTI-RIBOLI : "Sulla diversa tolleranza dell'osso verso i metalli,ecc."

"1. - Una placca metallica genera, a contatto con l'osso di un organismo vivente, forze elettro-motrici misurabili in millivolta.

2. - Tali f.e.m. hanno un valore differente a seconda dell'elemento o degli elementi di cui è constituita la placca metallica.

3. - La placca metallica che coll'osso danno luogoa f.e.m.più elevate, hanno un potere di tossicatà maggiore sui tessuti con cui vengono a contatto.

4. - La placca metallica tende a isoelettrizzarsi coi tessuti con cui viene a contatto.

5. - La velocità con cui, in un determinato periodo di tempo, tende a isoelettrizzarsi, constituisce il suo indice de tossicità, che è maggiore nei metalli che danno luogo a f.e.m. maggiori.

6. - Le alterazioni anatomo patologiche dei tessuti con cui il metallo viene a contatto, sono in proporzione diretta del suo indice di tossicità.

7. - Esiste una differenza individuale nella tolleranza da parte dell'organismo allo stesso metallo.

8. - Esiste una specificità zoologica nella tolleranza da parte dell'organismo allo stesso metallo.

9. - In linea di massima, tutte le placche metalliche ritardano la consolidazione di una frattura.

10.- I metalli che coll'osso dànno luogo a f.e.m. minori e che hanno un indice di tossicità minore, sone quelli che meno ritardano la consolidazione di una frattura: sono quindi da preferirsi per la fabbricazione di placche di osteosintesi."

Zitat 6

J.H. HICKS : "The recent hidtory of corrosion in metal used for internal fixation"

"The fault lies partly with the hospitals, which cling on to, and even re-use, their old stocks of metal, and partly with the suppliers, who have so often in the past omitted to specify which steel they have been using and whose changes from one steel to another have been unannounced. This state of affairs is typical of the loose

control over orthopaedic materials in this country".

Zitat 7

C.A. ZAPFFE : "Human body fluids affect stainless steel"

"Mechanochemical attack is accordingly more far-reaching than previously supposed, to the extent of the present discriptions where some of the strongest and most corrosion resistant of all metals, the austenitic stainless steels, have failed from stresses not exceeding the residual effects of cold working, and from corrodents no stronger than human perspiration and other products of physiological processes".

Herrn Priv. Doz. Dr. med. K.H.Täger möchte
ich hier meinen besonderen Dank für die
freundliche Überlassung des Themas sowie
für die von ihm erhaltenen Anregungen bei
der Abfassung der Arbeit aussprechen.
Ferner danke ich der Firma Austenal Europa Inc.
in Kiel für ihre Unterstützung.

Am 24. September 1942 wurde ich, Peter Förster, als Sohn des Arztes Dr. med Erich Förster und seiner Ehefrau Else, geb. Lagemann, in Springe geboren.

Von 1949 bis 1952 besuchte ich die Volksschule in Springe, von 1952 an die Freie Waldorfschule in Hannover. Hier legte ich 1963 die Reifeprüfung ab.

Im Sommersemester 1963 begann ich mein Medizinstudium an der Universität München und legte hier im April 1964 das Vorphysikum sowie im Juli 1965 das Physikum ab. Die klinischen Semester studierte ich mit Ausnahme des Wintersemesters 1965/66, das ich in Wien absolvierte, ebenfalls in München. Am 17.Dezember 1968 legte ich die ärztliche Prüfung an der Ludwig-Maximilians-Universität in München ab.
Seit dem 22. Dezember 1967 bin ich mit der Diplom. Dolmetscherin und Übersetzerin Karin Eberhard aus Rio de Janeiro verheiratet.

BAMBERGER FOTODRUCK · RUDOLF RODENBUSCH
8600 BAMBERG · Markusplatz 22 · Tel.: 0951/62794